

# Potencial de Osseointegração *versus* características da superfície microtexturizada Vellox

## *Osseointegration potential versus the microstructured Vellox surface characteristics*

Sérgio Alexandre Gehrke\*

Miriam dos Santos\*\*

Berenice Anina Dedavid\*\*\*

Renato Martins\*\*\*\*

Nara Tathiane do Amaral Carvalho\*\*\*\*\*

Marcelo José Carbonari\*\*\*\*\*

### RESUMO

A topografia da superfície dos implantes dentários altera o comportamento da resposta tecidual quantitativa e qualitativamente. Ensaios *in vitro* e *in vivo* são importantes para avaliar o potencial de reparação do tecido ósseo. A hidrofiliabilidade é reconhecidamente um dos fatores importantes, pois pode afetar a compatibilidade dos materiais, influenciar a adesão e o crescimento celular nas superfícies devido ao balanço hidrofílico/hidrofóbico, conhecido como molhabilidade. O objetivo foi estudar as características físico-químicas e biológicas da superfície Vellox, tratada por jateamento e condicionamento ácido. Para avaliações *in vitro* foram utilizados discos de titânio, produzidos dentro das mesmas especificações aplicadas aos implantes e avaliados por MEV, EDS e capacidade hidrofílica. Para o teste *in vivo* foram implantados 24 implantes, produzidos pela empresa Signo Vines, em tibia de coelhos, e as avaliações histomorfométricas realizadas 30 e 60 dias após a implantação. As imagens obtidas em MEV mostraram superfície homogênea, com irregularidades uniformes, ondulações provocadas pelo jateamento e microporosidades promovidas pelo condicionamento. Comprovou-se que a superfície estava livre de contaminantes por meio do EDS. Ao avaliar a molhabilidade da superfície, observou-se um ângulo de contato inicial grande que diminuiu gradativamente ao longo dos períodos estudados. As análises histomorfométricas permitiram verificar que após 30 dias houve grande estímulo de crescimento ósseo, com intensas áreas de neoformação e aos 60 dias o crescimento quantitativo e qualitativo foi intenso e adequado, com a formação de osso lamelar. Concluiu-se que os resultados obtidos foram muito significativos e permitiram observar excelentes características físico-químicas e adequada resposta biológica.

**Unitermos** – Implantes dentários; Molhabilidade; Osseointegração.

### ABSTRACT

Dental implant surface topography changes the behavior of the bone tissue quantity and quality. At the same time, *in vitro* and *in vivo* studies are important for evaluating the potential for bone tissue repair. Hydrophilicity is recognized as an important factor because it can affect material compatibility, influencing cell adhesion and growth on surfaces due to the hydrophilic/hydrophobic balance, known as wettability. The objective here was to study the physico-chemical and biological properties of Vellox implant surface treated by sandblasting and acid-etching. For *in vitro* evaluation, titanium disks were produced within the same specifications for implants, and evaluated by SEM, EDS, and hydrophilic ability. For *in vivo* evaluation, 24 implants produced by the company Signo Vines were implanted in rabbit tibiae, and histomorphometric evaluations performed 30 and 60 days after implantation. The SEM images showed homogeneous surface with uniform irregularities, undulations caused by blasting and microporosity promoted by conditioning. It was shown that the surface was free of contaminants through the EDS. In assessing wettability, there was a large initial contact angle, which decreased gradually over the period studied. The histomorphometric analysis helped to confirm that after 30 days there was a great stimulus for bone growth, with extensive areas of new bone formation and growth at 60 days was quantitatively and qualitatively adequate and intense, with the formation of lamellar bone. We conclude that the results were very significant, and allowed to observe excellent physical and chemical characteristics, as well as appropriate biological responses.

**Key Words** – Dental implants; Wettability; Osseointegration.

\*Doutor em Biologia Celular e Molecular e professor – Universidade Católica do Uruguai/Santa Maria, RS.

\*\*Centro de Microscopia e Microanálises – PUC/Porto Alegre.

\*\*\*Professora e coordenadora – CEMM-PUC/Porto Alegre.

\*\*\*\*Doutorando – Faculdade de Odontologia de Bauru – FOB/USP, Bauru, SP

\*\*\*\*\*Mestre em Odontologia, Reabilitação Oral – Universidade Federal de Minas Gerais.

\*\*\*\*\*Doutor em Ciências e Tecnologia Nuclear – IPEN, ICB – USP.

## Introdução

O titânio apresenta uma combinação de boas propriedades físico-químicas, que são relevantes e adequadas para aplicações biomédicas, com favoráveis propriedades intrínsecas, fundamentais para a fabricação de implantes dentários. Baixo peso específico, alta resistência em relação ao peso, baixo módulo de elasticidade, grande resistência a corrosão e excelente biocompatibilidade são algumas dessas propriedades<sup>1</sup>. Além disso, é um metal que permite a modificação de sua superfície com certa facilidade, seja pela deposição de materiais, ou pela extração de camadas. Isto se dá por meio de técnicas de jateamento com diferentes materiais e tamanhos de partículas, ou ainda, pela aplicação de tratamentos químicos e/ou por meios físicos como, por exemplo, o laser. Dentre estas opções, o jateamento e a aplicação de ácidos têm sido os métodos mais utilizados pela indústria, visto que a associação de ambos tem apresentado os melhores resultados biológicos<sup>2</sup>. Isto porque, dentre os tratamentos superficiais, como o laser ou jateamento de partículas, o método por ataque ácido permite melhor absorção das proteínas devido a formação de uma textura superficial mais uniforme e regular.

A modificação da forma do implante e da superfície é uma condição que pode trazer um grande benefício para a cicatrização do tecido ósseo, pois acelera ou aumenta sua qualidade<sup>3-4</sup>. Vários estudos demonstraram que a velocidade do processo de remodelação óssea, conhecido como Osseointegração, está relacionada com o grau de rugosidade da superfície, sendo a esta atribuída alguns fatores como suas propriedades físico-químicas que aumentam a molhabilidade, o que favorece a adesão e a proliferação celular e aumenta a área de contato osso/implante, culminando com a melhora da interação biomecânica do implante com o osso<sup>5</sup>.

Novos tipos de tratamentos químicos e físicos são propostos pelas diversas empresas fabricantes de implantes, entretanto, não existe um consenso de qual seria a melhor condição para o crescimento ósseo<sup>6</sup>. Sabe-se, ainda, que a morfologia dessas microporosidades pode não trazer o benefício esperado, pois a condição obtida pode não ser a ideal para a obtenção de bons resultados<sup>6</sup>, pois alguns processos têm relevante importância para a ativação das fases da Osseointegração, tais como adsorção de proteínas, interação célula/superfície e desenvolvimento celular e tecidual na interface entre o organismo e o biomaterial<sup>7-8</sup>.

Estudos sobre as características superficiais usando espectrometria fotoelétrica e microscopia eletrônica, além de outras técnicas, têm sido descritos na literatura<sup>9</sup>. Quando a morfologia superficial do implante é alterada por um dos tratamentos, ensaios *in vitro* demonstram que a energia superficial é modificada e, por conseguinte *in*

*vivo*, a atração celular e seu acomodamento apresentem-se alterados, de forma a modificar a resposta tecidual<sup>10</sup>.

A superfície conhecida como SLA combina a macrotexturização causada pelo jateamento de partículas com a microtexturização resultada do ataque ácido<sup>11</sup>. A macrotexturização superficial varia de acordo com o tamanho e a forma das partículas e também das condições do jateamento<sup>10-11</sup>. O tratamento químico com ácidos, por sua vez, parece proporcionar topografia e condição superficial mais adequada entre os métodos de subtração superficial dos implantes<sup>2,6</sup>.

## Proposição

A proposição do presente estudo foi avaliar química, física e biologicamente a superfície dos implantes dentários alterada por jateamento com partículas de óxido de alumínio e tratamento químico por duplo ataque ácido, superfície Vellox. Para a caracterização dessa superfície, aplicaram-se ensaios *in vitro* e *in vivos*.

## Material e Métodos

### Estudo *in vitro*

Para os ensaios laboratoriais *in vitro* foram confeccionados dez discos de titânio, usinados a partir de barras de titânio com mesma especificação das aplicadas à produção dos implantes dentários, com dimensões de 6 mm de diâmetro e 3 mm de espessura. Os discos, após a usinagem, foram submetidos ao processo de limpeza com água destilada e, então, ao tratamento superficial aplicado aos implantes com superfície Vellox, ou seja, jateamento com partículas de óxido de alumínio seguido de duplo ataque ácido. A esterilização foi realizada por método de irradiação por raios gama. Os discos foram divididos em dois grupos com cinco espécimes de acordo com o método avaliativo a que seria submetido, MEV-EDS ou molhabilidade da superfície.

A avaliação da topografia foi realizada no Departamento de Microscopia e Microanálises da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (PUC/RS). As características superficiais foram observadas por Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV), sendo utilizado o módulo de elétrons secundários (SE), obtendo-se imagens com aumentos de 100, 500, 1.000 e 5.000 vezes. A Espectroscopia de Energia Dispersiva (EDS) permitiu avaliar a composição superficial dos discos. Para verificar o índice de escoamento, cada disco foi removido da embalagem imediatamente antes da aplicação de 5  $\mu$ l de água destilada com auxílio de uma micropipeta (Pipeta de Canal Único, Mettler Toledo) sobre a amostra sendo a área total de molhamento da superfície imediatamente mensurada após o gotejamento, bem como se realizou a análise quantitativa do ângulo de contato formado entre a

gota e a superfície do disco por meio de um goniômetro da marca Ramé-Hart, Inc. Modelo NRL A-100 pertencente à PUC/RS. Tais medidas foram utilizadas para o cálculo da tensão superficial. As imagens de molhamento foram obtidas em períodos determinados de zero, dez, 20, 30 e 60 segundos, com uma câmera da marca Sony – modelo Cyber-shot DSC-H7 – de alta resolução. Os resultados dimensionais foram obtidos através do cálculo dimensional gerado pelo programa ImageTool versão 5,02 para Microsoft Windows.

#### Estudo *in vivo*

Para este ensaio de implantação foram aleatoriamente selecionados 24 implantes cilíndricos rosqueáveis com 4 mm de diâmetro por 8,5 mm de comprimento (Signo Vinces Produtos Odontológicos, Campo Largo, Paraná, Brasil) com superfície tratada por jateamento com partículas de óxido de alumínio e tratamento químico por duplo ataque ácido, superfície Vellox, embalados e estéreis, prontos para comercialização (Figura 1).

Seis coelhos adultos *New Zealand (Oryctolagus cuniculus)* com aproximadamente 3,5 Kg foram utilizados nesse estudo. Os animais foram mantidos em gaiolas individuais, com luz controlada e dieta *ad libitum* convencionalmente utilizada pelo biotério da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, RS. Esse trabalho foi aprovado pelo comitê de ética da Universidade Federal de Santa Maria sob o número 56/08.

Primeiramente a cirurgia, os animais foram induzidos por uma anestesia geral pela injeção intramuscular de Ketamina (35 mg/kg; Agener Pharmaceutica, Brasil). Depois, um relaxante muscular Rompum (5 mg/kg; Bayer, Brasil) e um tranquilizante Acepran (0,75 mg/kg, Univet, Brasil) foram injetados intramuscularmente. Adicionalmente, 1 ml de anestésico local (3% Prilocaine-Felipresine, Astra, México) foi injetado subcutaneamente no sítio cirúrgico para melhorar a analgesia e controlar o sangramento. Dois implantes foram inseridos na metáfise proximal de cada tíbia e outros dois na porção distal, totalizando quatro implantes por cada animal. A fresagem para instalação foi feita com brocas apropriadas conforme as indicações do fabricante, ou seja, inicia-se a perfuração com fresa helicoidal de 2 mm; em seguida, a helicoidal de 2,6 mm; fresa piloto de 2,6-3,3 mm; helicoidal de 3,3 mm e, por fim, *countersink* de 3,3-4,1 mm, até a profundidade de 8,5 mm e os implantes foram instalados manualmente com a utilização da chave catraca, ao nível ósseo, de forma que a primeira rosca permanecesse totalmente subóssea. Após a cirurgia, os animais foram colocados em gaiolas individuais, com ciclos de 12 horas de luz e temperatura controlada (21°C) e dieta *ad libitum* normalmente utilizada pelo laboratório. No pós-operatório foi utilizada uma dose única de Ben-

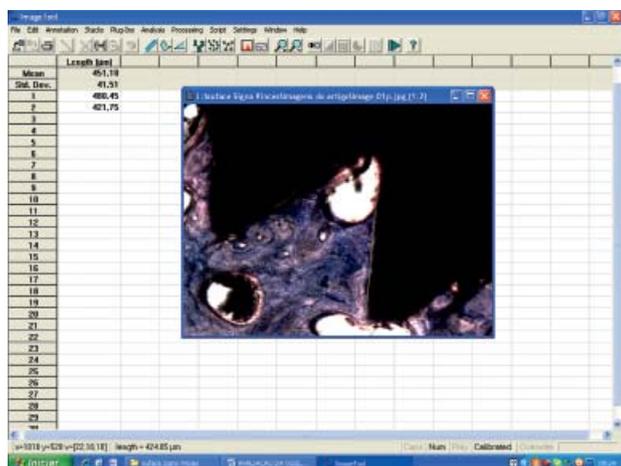


**Figura 1**  
Imagem do implante cilíndrico utilizado nesse estudo.

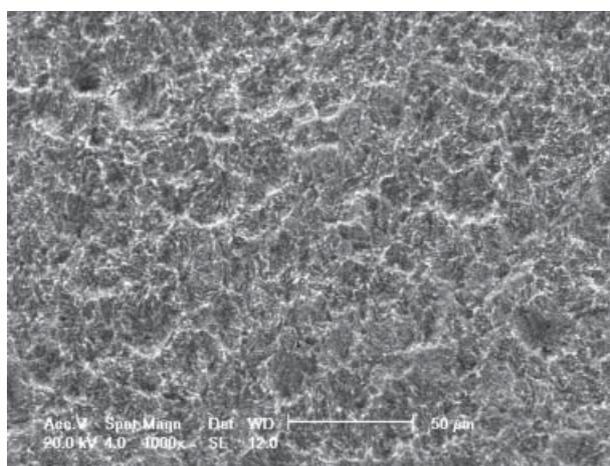
zetacil 600.000 IU. Todos os animais foram eutanasiados com uma injeção intravenosa overdose de Ketamina (2 ml) e Xilazina (1 ml). Sendo três animais eutanasiados 30 dias após a implantação e o restante após 60 dias. As peças anatomohistopatológicas foram removidas com preservação da região implantada e o tecido ósseo circunjacente. Todos os animais foram sacrificados igualmente, os 24 implantes removidos e submetidos para as devidas análises.

As amostras foram processadas inicialmente com a fixação em solução de formol (10%, 48 horas), sendo lavadas em água corrente (12 horas) e desidratadas gradativamente por imersão em uma sequência de alcoóis (60%, 70%, 80%, 99%; 24-56 horas). Após a desidratação, foram embebidas em resina Technovit 7.200 VLC (Kulzer & Co, Wehrhein, Germany). Então, as amostras foram seccionadas em uma cortadeira com disco diamantado<sup>12-13</sup>, obtendo-se três cortes de cada implante no sentido longitudinal e coradas com Tricrômico de Masson (TM) a fim de avaliar o osso neoformado sobre a superfície dos implantes. Foram obtidas imagens em microscópio de luz (Nikon E200), com aumentos médios (10 x) e grandes (40 x) para a análise do contato osso/implante (COI) e observação das características do tecido ósseo neoformado.

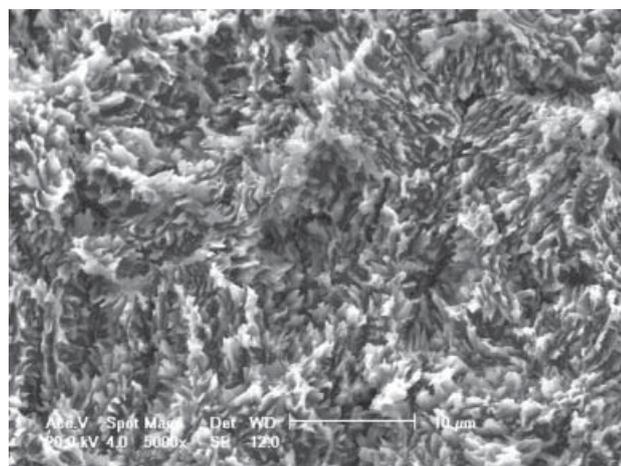
Para as análises estatísticas foram avaliadas as medidas lineares de COI, obtidas através do programa ImageTool versão 5.02 para Microsoft Windows, em imagens microscópicas com aumento de dez vezes. Foram analisadas a primeira, totalmente inserida no osso, e a quarta espiras do implante, as quais apresentam uma distância entre os picos das rosca de 500  $\mu$ m, ambas do mesmo lado, conforme esquema ilustrado na Figura 2.



**Figura 2**  
Imagem do programa e modelo utilizado para mensuração linear de COI.



**Figura 3**  
Imagem de MEV com aumento de 1.000 vezes.



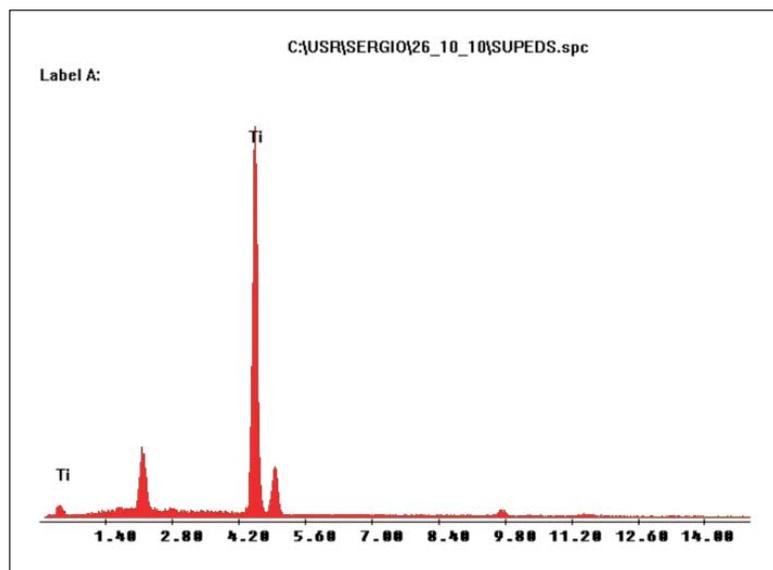
**Figura 4**  
Imagem de MEV com aumento de 5.000 vezes.

## Resultados

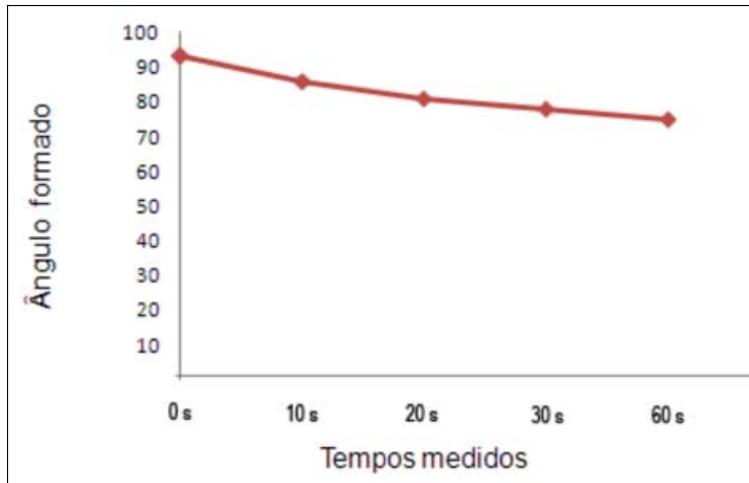
### Caracterização da superfície: MEV e EDS

Verificou-se nas imagens obtidas por MEV, com diferentes aumentos, que a superfície estudada apresentou grande uniformidade topográfica, o que é característico em superfícies que recebem o tratamento químico por ácido (Figuras 3 e 4). O jateamento prévio por partículas de óxido de alumínio promoveu defeitos em profundidade (ondulações), o que aumenta mais o contato entre osso e implante. Esse padrão uniforme da superfície auxilia também em relação a propriedade de molhamento superficial e adesão celular.

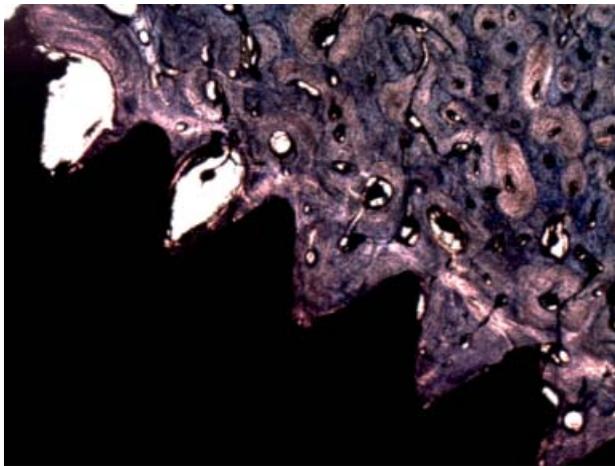
Através da avaliação de EDS, foi possível observar que há grande concentração de titânio, o que é característico de superfícies que recebem tratamento químico por ácido, cuja função é eliminar qualquer tipo de contaminante. Também, há presença do nitrogênio que, por ter afinidade, carrega a superfície dos implantes no momento do corte do titânio (usinagem). Além disso, em alguns casos, quando os implantes são submetidos apenas ao jateamento, pode-se verificar a presença de alumínio (Figura 5).



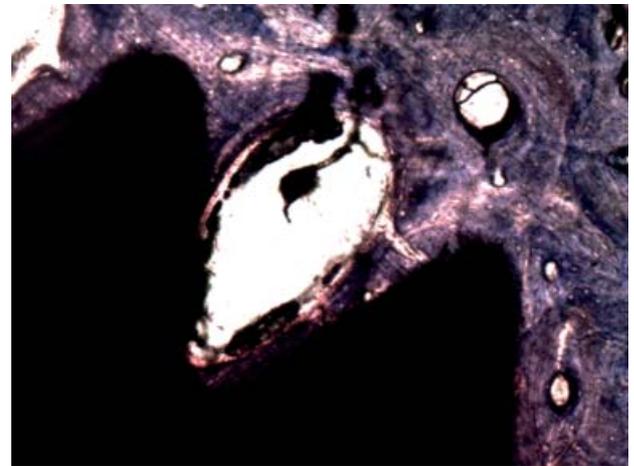
**Figura 5**  
Imagem ilustrativa do resultado da análise por EDS da superfície.



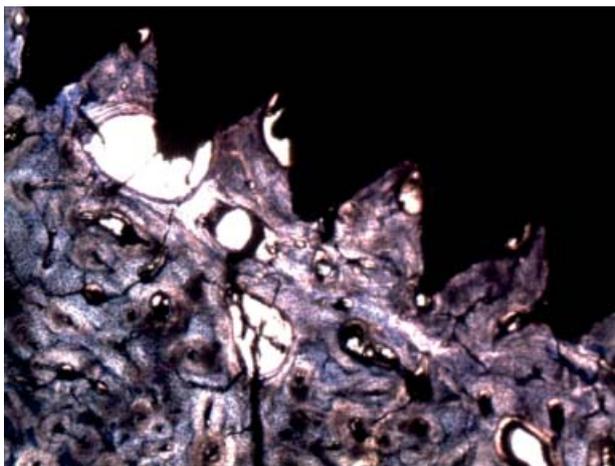
**Figura 6**  
Gráfico apresentando os valores do ângulo de contato decrescentes.



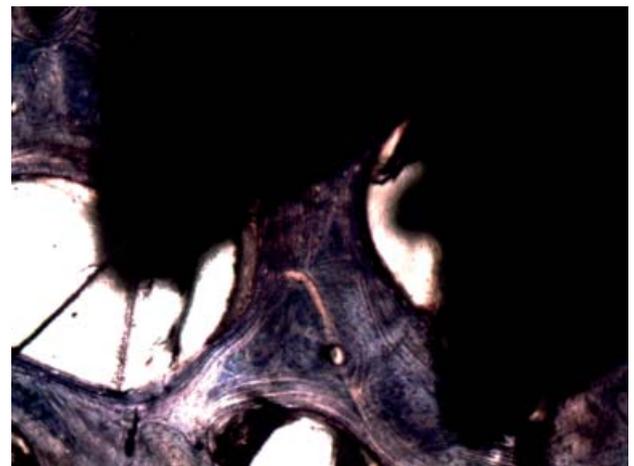
**Figura 7**  
Imagem obtida por microscopia de luz da amostra coletada 30 dias após a implantação, com aumento de 40 vezes e corada por Tricrômio de Masson.



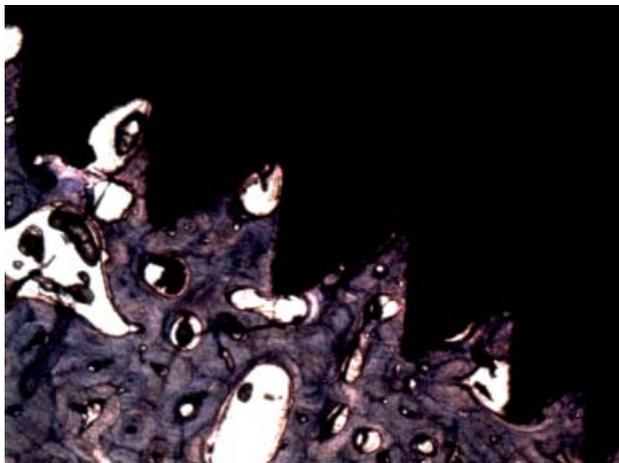
**Figura 8**  
Imagem obtida por microscopia de luz da amostra coletada 30 dias após a implantação, com aumento de 100 vezes e corada por Tricrômio de Masson.



**Figura 9**  
Imagem obtida por microscopia de luz da amostra coletada 30 dias após a implantação, com aumento de 40 vezes e corada por Tricrômio de Masson.

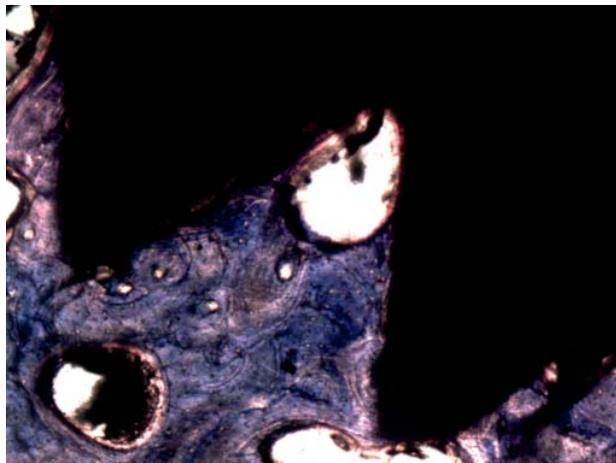


**Figura 10**  
Imagem obtida por microscopia de luz da amostra coletada 30 dias após a implantação, com aumento de 100 vezes e corada por Tricrômio de Masson.



**Figura 11**

Imagem obtida por microscopia de luz da amostra coletada 30 dias após a implantação, com aumento de 40 vezes e coradas por Tricrômio de Masson.



**Figura 12**

Imagem obtida por microscopia de luz da amostra coletada 30 dias após a implantação, com aumento de 100 vezes e coradas por Tricrômio de Masson.

#### Índice de molhamento superficial

Ao analisar os resultados para o estudo do ângulo de contato nos períodos determinados obteve-se o gráfico apresentado na Figura 6. Verificou-se que a diferença nos valores do ângulo de contato em relação ao tempo ocorreu de forma decrescente e contínua (quase linear).

#### Resultados histomorfométricos

##### 30 dias após a implantação

Observou-se intensas áreas de neoformação óssea nas proximidades da superfície do implante. A matriz óssea se formou e o tecido ósseo em processo de reorganização em forma de lamelas. Vasos de maior calibre foram verificados nessas áreas e considerados normais para o período estudado (Figuras 7 a 12).

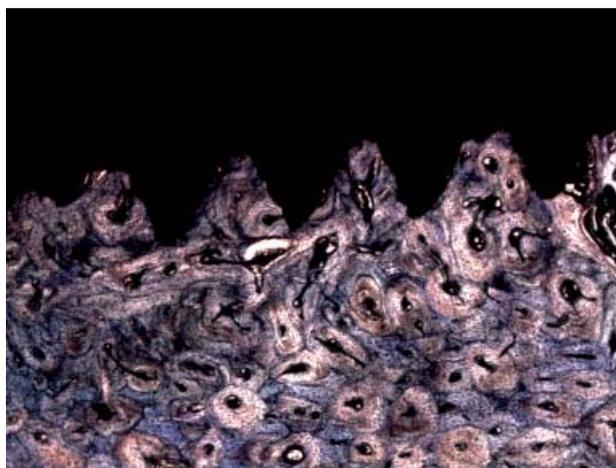
#### Resultados histomorfométricos

##### 60 dias após a implantação

As lâminas desse período permitiram observar organização óssea com presença de lamelas em grande parte do corpo do implante, inclusive nos vales das espiras, o que demonstra excelente estimulação do tecido ósseo devido a presença do implante. Tal técnica de coloração permite obter imagens com intensa presença da cor azul, que identifica o colágeno do Tipo I, extremamente desejado no interior do tecido ósseo<sup>14</sup>. A organização do tecido ósseo em forma lamelar foi uma característica relevante para o período e o tecido estudados (Figuras 13 a 18).

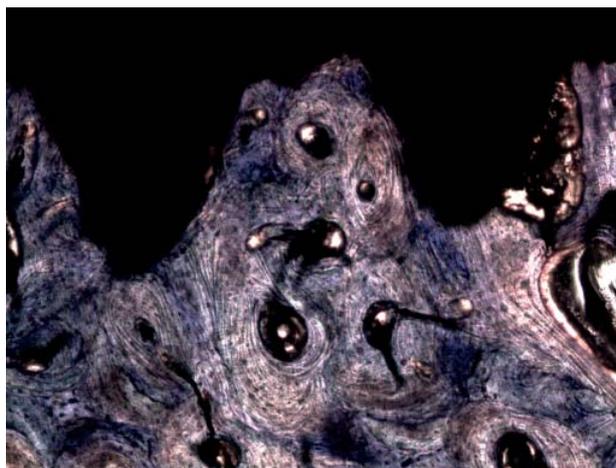
#### Análise quantitativa

A medida linear média entre as espiras estudadas resultou em  $1.400 \mu\text{m}$ , que foi utilizada para o cálculo da porcentagem de contato médio em dois tempos propostos (30 e 60 dias). Assim, conforme foi possível verificar no gráfico apresentado na Figura 19, não houve grande



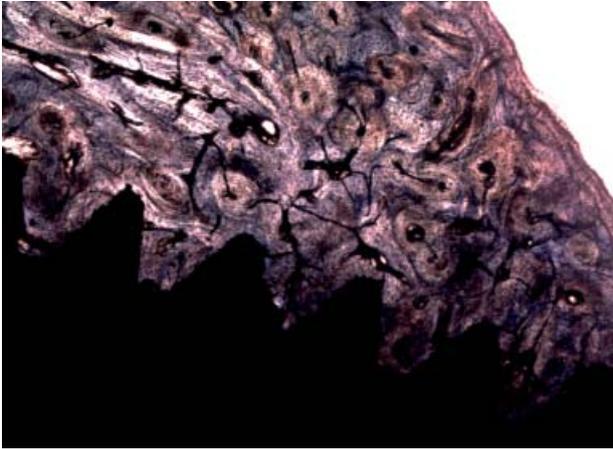
**Figura 13**

Imagem obtida por microscopia de luz da amostra coletada 60 dias após a implantação, com aumento de 40 vezes e coradas por Tricrômio de Masson.



**Figura 14**

Imagem obtida por microscopia de luz da amostra coletada 60 dias após a implantação, com aumento de 100 vezes e coradas por Tricrômio de Masson.



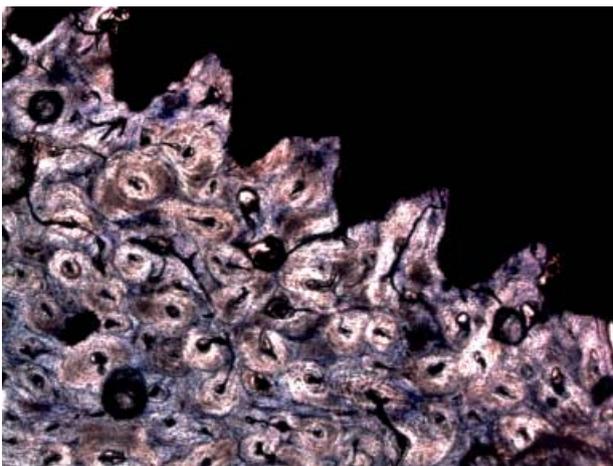
**Figura 15**

Imagem obtida por microscopia de luz da amostra coletada 60 dias após a implantação, com aumento de 40 vezes e coradas por Tricrômio de Masson.



**Figura 16**

Imagem obtida por microscopia de luz da amostra coletada 60 dias após a implantação, com aumento de 100 vezes e coradas por Tricrômio de Masson.



**Figura 17**

Imagem obtida por microscopia de luz da amostra coletada 60 dias após a implantação, com aumento de 40 vezes e coradas por Tricrômio de Masson.

variação nos resultados das medições no período de 30 dias, em que o percentual médio do COI foi de 68,70%, no entanto, para o período de 60 dias, os resultados mostram que apesar de não haver grande variação nas mensurações, visto que o percentual médio do COI foi de 98,55%, os vales das espiras avaliadas apresentaram tecido ósseo em toda a superfície.

## Discussão

Nas últimas décadas, uma série de estudos *in vivo* examinou o efeito da superfície dos implantes em cicatrização e aposição ósseas<sup>15-16</sup>. Modificações na morfologia e na rugosidade superficiais foram inicialmente desenvolvidas com o intuito de aumentar o embricamento mecânico entre tecido ósseo e superfície do implante, com o objetivo de melhorar estabilidade inicial, resistência e dissipação de forças<sup>17-18</sup>.

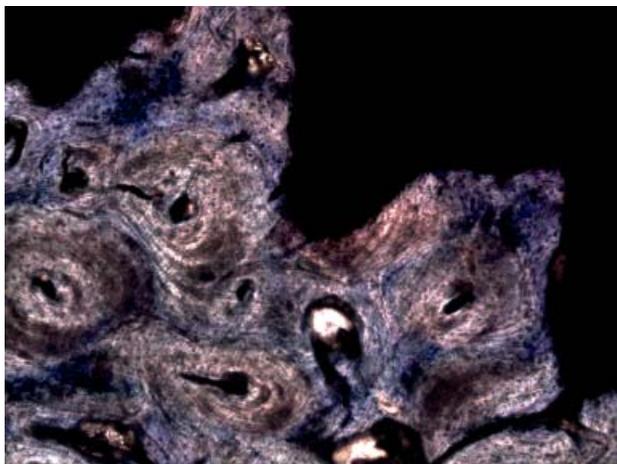
Estudos demonstraram que a texturização da superfície criada por jateamento culminou em maior contato osso/implante quando comparado a superfície usinada<sup>11</sup>. Outros trabalhos relatam que o ataque ácido reduz as concentrações de C, Ti e N, contudo, aumenta a quantidade de oxigênio<sup>16</sup> e revela uma superfície com maior oxidação que a superfície usinada<sup>19</sup>. Por isso, a aplicação em associação de ambos os tratamentos superficiais proporciona uma característica topográfica bastante interessante e adequada ao implante.

Para avaliar o ângulo de contato é preciso considerar que o mesmo está relacionado com a superfície química e a geometria, ou seja, as propriedades físico-químicas da superfície que são responsáveis pela molhabilidade<sup>20</sup>.

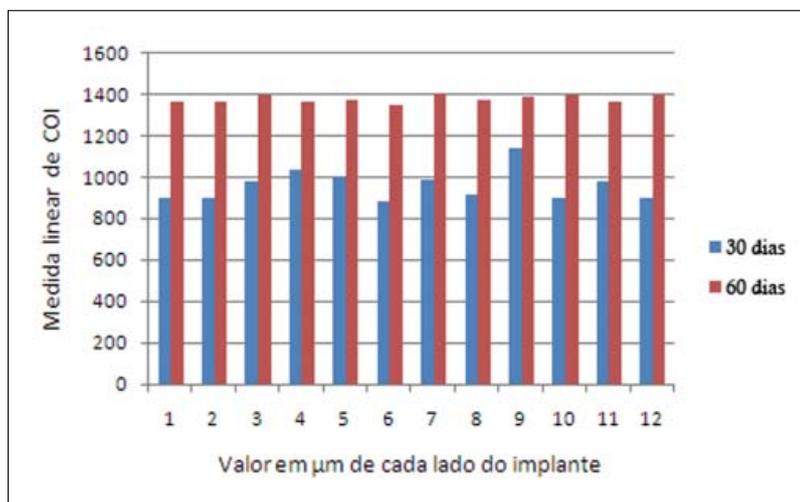
A termodinâmica de superfícies considera que a minimização da energia livre do sistema impõe um único valor para o ângulo de contato. No entanto, durante o ensaio de molhabilidade realizado observou-se que uma gota de líquido na superfície sólida pode apresentar vários ângulos estáveis, ou seja, há pequena variação no ângulo de contato entre as amostras. Esta variação pode ser constatada pelos valores médios expressos na Figura 6, em que se observou redução suave e progressiva do ângulo de contato em relação aos tempos determinados, o que indicou que a molhabilidade foi progressiva.

Alguns autores<sup>21-23</sup> observaram que existe relação entre a molhabilidade e o parâmetro de rugosidade Ra. Tal relação pode ser positiva (a molhabilidade aumenta com Ra) ou negativa (a molhabilidade diminui com Ra). Os resultados quanto a molhabilidade do presente estudo expressaram que após o tratamento de superfície, as propriedades físicas foram afetadas.

Para alguns autores, estudos *in vitro* indicam que as repostas celular e tecidual são afetadas por topografia, geometria macroscópica e características microscópicas<sup>20</sup>. Desta maneira, a redução do ângulo de contato aumenta



**Figura 18**  
Imagem obtida por microscopia de luz da amostra coletada 60 dias após a implantação, com aumento de 100 vezes e coradas por Tricrômio de Masson.



**Figura 19**  
Valores em  $\mu\text{m}$  da medida linear de COI para cada implante analisado de ambos os lados, referente a média de cada lado entre as espiras estudadas, após 30 dias (barras azuis). Valores em  $\mu\text{m}$  da medida linear de COI para cada implante analisado de ambos os lados, referente a média de cada lado entre as espiras estudadas, após 60 dias (barras vermelhas).

a interação das células com a superfície (osseointegração mais rápida). Com os resultados obtidos no presente estudo foi possível atribuir à característica topográfica da superfície a maior influência nos efeitos biológicos e na interação das células do que à molhabilidade.

Quanto a avaliação histomorfométrica, a superfície apresentou resposta de elevado percentual de COI para os dois períodos propostos, sendo de 68,70% para 30 dias e 98,55% nas amostras de 60 dias, o que demonstrou adequada estimulação ao tecido ósseo.

Os implantes tratados com jateamento de partículas de óxido de alumínio e duplo ataque ácido (superfície Vellox) apresentaram excelente estímulo biológico, visto que a resposta do tecido ósseo em relação a qualidade e a quantidade foi muito eficiente, tanto em 30, em 60 dias

após a implantação. Sendo assim, é possível adiantar o carregamento do implante, devido a aceleração do processo de Osseointegração, o que possibilita instalação precoce da prótese, ou seja, permite a reabilitação do paciente em período de tempo reduzido.

## Conclusão

Com base nos resultados obtidos é possível concluir que:

- A morfologia da superfície apresentou características muito interessantes do ponto de vista de sua uniformidade e padrão.
- O padrão da rugosidade nas amostras apresentou um aspecto muito regular, com ondulações provocadas

pelo jateamento e microporosidades obtidas pelo tratamento químico por ácidos.

- Observou-se que a superfície tem um ângulo de contato que diminui gradativamente nos tempos determinados, o que significa que a molhabilidade é progressiva e contínua.
- Histologicamente, a superfície promoveu um crescimento ósseo qualitativo e quantitativamente muito intenso nas observações com os tempos de 30 e 60 dias e uma adequada organização óssea após oito semanas com a formação de osso lamelar ao redor dos implantes.

#### Nota de esclarecimento

Nós, os autores deste trabalho, não recebemos apoio financeiro para pesquisa dado por organizações que possam ter ganho ou perda com a publicação deste trabalho. Nós, ou os membros de nossas famílias, não recebemos honorários de consultoria ou fomos pagos como avaliadores por organizações que possam ter ganho ou perda com a publicação deste trabalho, não possuímos ações ou investimentos em organizações que também possam ter ganho ou perda com a publicação deste trabalho. Não recebemos honorários de apresentações vindos de organizações que com fins lucrativos possam ter ganho ou perda com a publicação deste trabalho, não estamos empregados pela entidade comercial que patrocinou o estudo e também não possuímos patentes ou *royalties*, nem trabalhamos como testemunha especializada, ou realizamos atividades para uma entidade com interesse financeiro nesta área.

#### Endereço para correspondência:

Sérgio Alexandre Gehrke

Rua Dr. Bozano, 571

97015-001 – Santa Maria – RS

sergio.gehrke@hotmail.com

#### Referências

1. Massaro C, Rotolo P, de Riccardis F, Milella E, Napoli A, Wieland M et al. Comparative investigation of the properties of commercial titanium dental implants. Part I: Chemical composition. *J Mater Sci: Mater Med* 2002;13:535-48.
2. Gehrke SA, Nascimento PC, Bohrer D, Machado L. Acondicionamiento de la textura superficial de implantes dentales. *Actas Odontológicas* 2008;5(1):30-7.
3. Gehrke SA, Nascimento PC, Abarno JC, Muniz NO, Dedavid BA. Desenvolvimento, caracterização e avaliação de uma superfície de implante microtexturizada. *Full Dentistry in Science* 2010;1(2):135-41.
4. Gehrke SA, Salles MB, Dedavid BA, Rosano G, Taschieri S. Análise comparativa do crescimento ósseo sobre implantes cilíndricos e cônicos com superfície jateada por partículas de óxido de titânio em tíbias de coelhos. *Full Dentistry in Science* 2010;1(4):337-43.
5. Hallgren C, Reimers H, Chakarov D, Gold J, Wennerberg A. An in vivo study of bone response to implants topographically modified by laser micromachining. *Biomaterials* 2003;24:701-10.
6. Al-Hamdan K, Al-Moaber SH, Junker R, Jansen JA. Effect of implant surface properties on peri-implant bone healing: a histological and histomorphometric study in dogs. *Clin. Oral Impl. Res* 2011;22:399-405.
7. Lindhe J. Tratado de Periodontia Clínica e Implantologia Oral. Rio de Janeiro: Ed. Guanabara Koogan; 2005.
8. Ratner BD, Porter SC. Surfaces in biology and biomaterials; description and characterization. In: Brash JLV, editor. *Interfacial Phenomena and Bioproducts*. New York: Marcel Dekker; 1996.p.57-83.
9. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B, Krol JJ. A histomorphometric and removal torque study of screw-shaped titanium implants with three different surface topographies. *Clin Oral Implants Res* 1995;6:24-30.
10. Smukler-Monkler S, Testori T, Bernard JP. Etched implants: a comparative surface analysis of four implant systems. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2004;69(1):46-57.
11. Buser D, Broggini N, Wieland M, Schenk RK, Denzer AJ, Cochran DL et al. Enhanced Bone Apposition to a Chemically Modified SLA Titanium Surface. *J Dent Res* 2004;83:529-33.
12. Gotfredsen K, Karlsson U. A prospective 5-year study of fixed partial prostheses supported by implants with machined and TiO<sub>2</sub>-blasted surface. *J Prosthodont* 2001;10:2-7.
13. Bornstein MM, Valderrama P, Jones AA, Wilson TG, Seib R, Cochran DL. Bone apposition around two different sandblasted and acid-etched titanium implant surfaces: a histomorphometric study in canine mandibles. *Clinical Oral Implants Research* 2008;19(3):233-41.
14. Ivanoff CJ, Hallgren C, Widmark G, Sennerby L, Wennerberg A. Histologic evaluation of the bone integration of TiO<sub>2</sub> blasted and turned titanium microimplants in humans. *Clin Oral Implants Res* 2001;12:128-34.
15. Allegriini JR S, Yoshimoto M, Salles MB, König Jr. B. Bone regeneration in rabbit sinus lifting associated with bovine BMP. *J Biomed. Mater. Res* 2004;68:127-31.
16. Donath K, Breuner G. A method for the study of undecalcified bones and teeth with attached soft tissues. The Sage-Schliff (sawing and grinding) technique. *J. Oral Pathol* 1982;11:318-26.
17. Allegriini Jr. S, Rumpelb E, Kauschkeb E, Anghanelb J, König Jr. B. Hydroxyapatite grafting promotes new bone formation and osseointegration of smooth titanium implants. *Ann Anat* 2006;188:143-51.
18. Misch CE. Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive bone loading. *Int J Oral Implantol* 1990;6:23-31.
19. Hsu SH, Liu BS, Lin WH, Chiang HC, Huang SC, Cheng SS. Characterization and biocompatibility of a titanium dental implant with a laser irradiated and dual-acid etched surface. *Bio-medical materials and engineering* 2007;17(1):53-68.
20. Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindström J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand* 1981;52:155-70.
21. Textor M, Sittig C, Frauchiger V, Tosatti S, Brunette DM. Properties and biological significance of natural oxide films on titanium and its alloys. In: Brunette DM, Tengvall P, Textor M, Thomsen P, editors. *Titanium in Medicine*. Berlin: Springer; 2001.p.171-230.
22. Hall J, Lausmaa J. Properties of a new porous oxide surface on titanium implants. *Applied Osseointegration Res* 2000;1:5-8.
23. Lim YJ, Oshida Y. Initial contact angle measurements on variously treated dental/medical titanium materials. *Bio-medical materials and engineering* 2001;11(4):325-41.